



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0033711
(43) 공개일자 2018년04월04일

- | | |
|--|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 <i>G01N 27/447</i> (2006.01) <i>G01N 33/551</i> (2006.01)
 <i>G01N 33/569</i> (2017.01) <i>G01N 33/573</i> (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
 <i>G01N 27/44726</i> (2013.01)
 <i>G01N 33/551</i> (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2016-0123002
 (22) 출원일자 2016년09월26일
 심사청구일자 2016년09월26일</p> | <p>(71) 출원인
 울산과학기술원
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50</p> <p>(72) 발명자
 장재성
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
 한창호
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
 샤르마 아비나브
 울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50</p> <p>(74) 대리인
 특허법인 무한</p> |
|--|--|

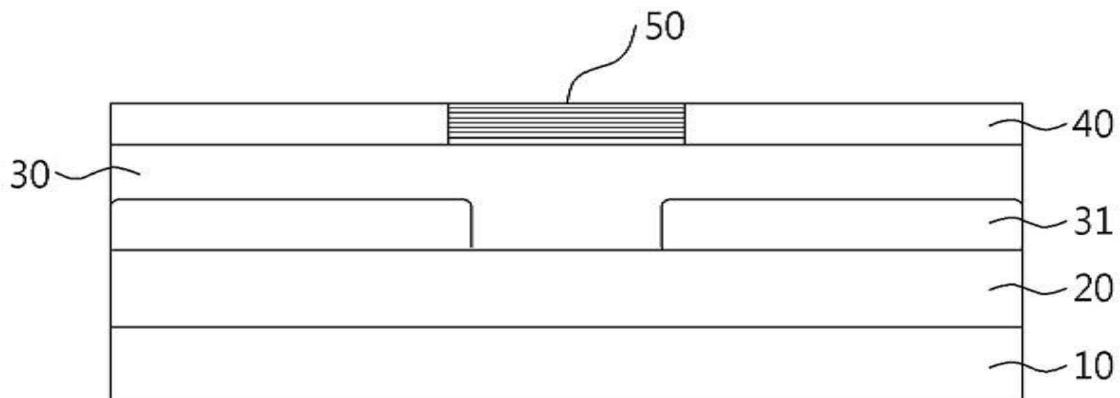
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **유전영동 기반의 바이오 센서**

(57) 요약

본 발명은, 유전영동 기반의 바이오 센서에 관한 것으로, 보다 구체적으로, 기관; 상기 기관의 일면에 형성된 제1 절연층; 상기 제1 절연층 상에 형성된 제2 절연층; 상기 제1 절연층과 제2 절연층 사이에 내장된 4극 전극을 포함하는 채집전극; 상기 제2 절연층 내에 내장된 4극 전극을 포함하는 채집전극; 상기 제2 절연층 상에 형성되고, 서로 이격되게 배치된 한 쌍의 감지전극; 및 상기 한 쌍의 감지전극 사이를 연결하고, 감지 대상을 집적하는 집적부;를 포함하는, 유전영동 기반의 바이오 센서에 관한 것이다. 본 발명은, 고 전기전도도의 생물학적 용액 하에서, 센서의 감도가 향상되고, 단락 등의 발생을 낮추어 안정적인 감지 작업이 가능한 유전영동 기반의 바이오 센서를 제공할 수 있다.

대표도 - 도1a



(52) CPC특허분류

G01N 33/56911 (2013.01)

G01N 33/573 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2015R1A2A2A01006446

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 개인연구지원

연구과제명 공기필터 기반의 공기 중 바이러스의 신속 감지 센서 시스템 개발에 대한 연구

기 여 율 1/2

주관기관 울산과학기술원

연구기간 2016.05.01 ~ 2017.04.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 UNIST-15

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 미래창조과학부

연구사업명 울산과기대연구운영비지원

연구과제명 생화학 및 화학재난 감시 긴급대응 기술 및 장비 개발

기 여 율 1/2

주관기관 울산과학기술원

연구기간 2016.01.01 ~ 2016.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

기관;

상기 기관의 일면에 형성된 제1 절연층;

상기 제1 절연층 상에 형성된 제2 절연층;

상기 제1 절연층과 제2 절연층 사이에 내장된 4극 전극을 포함하는 채집전극;

상기 제2 절연층 상에 형성되고, 서로 이격되게 배치된 한 쌍의 감지전극; 및

상기 한 쌍의 감지전극 사이를 연결하고, 감지 대상을 집적하는 집적부;

를 포함하는,

유전영동 기반의 바이오 센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 집적부는, 탄소 물질을 포함하고,

상기 탄소 물질은, 그래핀, 탄소 나노와이어, 탄소 나노시트, 탄소 나노로드, 탄소 나노입자 및 탄소 나노튜브 중 1종 이상을 포함하는 것인, 유전영동 기반의 바이오 센서.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 집적부는, 1 nm 내지 10 μm 의 두께를 갖는 것인, 유전영동 기반의 바이오 센서.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 탄소 물질은, 바이오 물질과 반응하는 탐침자를 더 포함하고,

상기 탐침자는, 항체, DNA 및 aptamer 중 1종 이상을 포함하는 것인, 유전영동 기반의 바이오 센서.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 4극 전극은, 서로 이웃하는 전극 간에 반대 위상의 교류 전기를 인가하는 것인, 유전영동 기반의 바이오 센서.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 채집전극은, 음(negative)의 유전영동 하에서 감지 대상을 집적부에 유도하여 집적시키는 것인, 유전영동 기반의 바이오 센서.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 제2 절연층은, 10 nm 내지 10 μm 의 두께를 갖는 것인, 유전영동 기반의 바이오 센서.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 감지 대상은, 살모넬라, 대장균, 리스테리아, 레지오넬라균, 박테리아, 바이러스, DNA, RNA, 핵산 유사체, 단백질, 펩티드, 아미노산, 리간드, 항체-항원물질, 당구조물, 유/무기화합물, 비타민, 드러그(drug) 및 효소로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함하는 것인, 유전영동 기반의 바이오 센서.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 제1 절연층 및 제2 절연층은, 서로 동일하거나 또는 상이한 전기적 절연성 물질을 포함하고,

상기 전기적 절연성 물질은, 산화규소(SiO_2), 질화규소(Si_3N_4), 알루미늄(Al_2O_3), 하프늄 디옥사이드(HfO_2), 지르코니아(ZrO_2), 실리콘(silicone), 폴리이미드, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리부틸렌, 폴리스틸렌, 폴리에틸렌 테레프탈레이트(PET), 천연고무 및 합성고무로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함하는 것인, 유전영동 기반의 바이오 센서.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은, 유전영동 기반의 바이오 센서에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 바이오 센서는, 일상 생활에서 병원균 등을 신속하고 간편하게 검출할 수 있는 장점으로 인하여, 제약, 환경, 식품, 군사 분야 등의 다양한 분야에서 응용 및 연구되고 있으며, 최근에는 마이크로/나노기술과 융합되어 단일 분자의 측정 및 조작, 그리고 단일 세포 측정 등과 같이 보다 정밀한 작업이 요구되는 의료 분야에 활용되고 있다.

[0003] 바이오 센서는 유전영동 바이오 센서, 전기영동 바이오 센서 등이 있으며, 유전영동 바이오 센서는, 유전영동 플랫폼의 표면에 감지 물질을 포함하는 샘플을 점적하여 간단한 방법으로 센싱할 수 있다.

[0004] 유전영동 바이오 센서는, DNA, 단백질 등과 같은 성분과 바이러스, 박테리아, 세포 등과 같은 바이오입자의 전달, 농축 및 분리 분야, 그리고 약물에 대한 세포의 반응 분석의 연구 분석 분야 등과 같은 폭넓은 바이오 분야로의 적용을 위한 시도가 활발하게 진행되고 있다.

[0005] 유전영동 바이오 센서는, 마이크로/나노 입자를 효과적으로 가이드하기 위한 표면-입자 접착력 등을 갖도록 층분하고 안정적인 유전영동 포스를 생성하고, 액체 내에 분산된 바이오입자의 분리, 조정, 트랩, 식별 등의 기능을 향상시키기 위해서 적용되는 전기장의 빈도, 증폭, 및 전기전도율 등을 조절하거나 또는 바이오입자에 대한 고감도 및 높은 선택성을 가지면서, 제조비용을 낮추기 위한 다양한 연구가 진행되고 있다. 특히, 생체 물질이 대부분 고 전기전도도를 가지기 때문에, 센서의 작업을 원활하게 진행하기 위해서는 샘플의 회석 등과 같은 추

가적인 전처리 공정이 요구되므로, 신속한 감지가 어렵고, 작업 중에 전기 단락 등이 발생하여 안정적인 작업의 진행이 어려운 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 본 발명은, 전술한 바와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로, 감도 및 센서의 안정성을 향상시키고, 고 전기 전도도 (high electric conductivity)를 갖는 다양한 생물학적 용액 내에서 채집 및 감지가 가능한 유전영동 기반의 바이오 센서를 제공하는 것이다.
- [0007] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 이상에서 언급한 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0008] 본 발명의 양상은, 기관; 상기 기관의 일면에 형성된 제1 절연층; 상기 제1 절연층 상에 형성된 제2 절연층; 상기 제1 절연층과 제2 절연층 사이에 내장된 4극 전극을 포함하는 채집전극; 상기 제2 절연층 상에 형성되고, 서로 이격되게 배치된 한 쌍의 감지전극; 및 상기 한 쌍의 감지전극 사이를 연결하고, 감지 대상을 집적하는 집적부;를 포함하는, 유전영동 기반의 바이오 센서에 관한 것이다.
- [0009] 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 집적부는, 탄소 물질을 포함하고, 상기 탄소 물질은, 그래핀, 탄소 나노와이어, 탄소 나노시트, 탄소 나노로드, 탄소 나노입자 및 탄소 나노튜브 중 1종 이상을 포함할 수 있다.
- [0010] 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 집적부는, 1 nm 내지 10 μ m 두께를 가질 수 있다.
- [0011] 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 탄소 물질은, 바이오 물질과 반응하는 탐침자를 더 포함하고, 상기 탐침자는, 항체, DNA 및 아타머 (aptamer) 중 1종 이상을 포함할 수 있다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 4극 전극은, 서로 이웃하는 전극 간에 반대 위상의 교류 전기를 인가할 수 있다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 채집전극은, 음(negative)의 유전영동 하에서 감지 대상을 집적부에 유도하여 집적시킬 수 있다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 제2 절연층은, 10 nm 내지 10 μ m 두께를 가질 수 있다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 감지 대상은, 살모넬라, 대장균, 리스테리아, 레지오넬라균, 박테리아, 바이러스, DNA, RNA, 핵산 유사체, 단백질, 펩티드, 아미노산, 리간드, 항체-항원물질, 당구조물, 유/무기화합물, 비타민, 드러그(drug) 및 효소로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있다.
- [0016] 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 제1 절연층 및 제2 절연층은, 서로 같은 혹은 상이한 전기적 절연성 물질을 포함하고, 상기 전기적 절연성 물질은, 산화규소(SiO_2), 질화규소(Si_3N_4), 알루미늄(Al_2O_3), 하프늄 디옥사이드(HfO_2), 지르코니아(ZrO_2), 실리콘(silicone), 폴리이미드, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리부틸렌, 폴리스틸렌, 폴리에틸렌테레프탈레이트(PET), 천연고무 및 합성고무로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0017] 본 발명에 의한 바이오 센서는, 감지전극과 채집전극이 절연층에 의해 분리되므로, 감지 작업 중 단락 등의 발생률이 낮고, 탄소나노튜브 등과 같은 탄소 물질 위에 감지 대상을 집적(concentration)시키므로, 감지 대상에 대한 감지 기능과 감도를 향상시킬 수 있다.
- [0018] 본 발명에 의한 바이오 센서는, 전기 전도도가 높은 환경에서 우수한 감도를 제공할 뿐만 아니라, 일반적인 생물학적 용액들이 전기전도도가 높을 것을 고려할 때, 다양한 분야에 활용이 가능하다.

도면의 간단한 설명

- [0019] 도 1a 내지 도 1c는, 본 발명의 일 실시예에 따른, 본 발명에 의한 유전영동 기반의 바이오 센서를 예시적으로

나타낸 것이다.

도 2a 내지 도 2b는, 본 발명의 일 실시예에 따른, 본 발명에 의한 유전영동 기반의 바이오 센서의 교류 전기 인가 및 전기장 분포를 예시적으로 나타낸 것이다.

도 3은, 본 발명의 일 실시예에 따른, 본 발명에 의한 유전영동 기반의 바이오 센서의 클라우지우스-모소티 인자 (Clausius-Mossotti factor, CM factor)에 대한 그래프를 예시적으로 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 이하 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다. 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 또한, 본 명세서에서 사용되는 용어들은 본 발명의 바람직한 실시예를 적절히 표현하기 위해 사용된 용어들로서, 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 본 발명이 속하는 분야의 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 본 명세서에서, 본 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0021] 본 발명은, 유전영동 기반의 바이오 센서에 관한 것으로, 본 발명의 일 실시예에 따라, 상기 바이오 센서는, 감지 대상의 감지를 위한 감지전극과, 채집을 위한 채집전극이 절연층에 의해 분리되어, 이들 전극들 간의 단락 등의 발생을 방지하고, 고 전기 전도도 용액 내에서 신속하고 안정적인 채집 및 감지 작업을 진행할 수 있다.
- [0022] 본 발명의 일 실시예에 따라, 도 1a 내지 도 1c를 참조하며, 도 1a 내지 도 1c는, 본 발명의 일 실시예에 따른, 본 발명에 의한 유전영동 기반의 바이오 센서를 예시적으로 나타낸 것으로, 도 1a에서 상기 바이오 센서는, 기관(10); 제1 절연층(20); 제2 절연층(30); 채집전극(31); 감지전극(40) 및 집적부(50); 를 포함할 수 있다.
- [0023] 본 발명의 일 예로, 기관(10)은, 다른 층을 형성하기 위한 베이스이며, 유전영동 기반의 바이오 센서에 적용 가능한 것이라면 제한 없이 적용될 수 있고, 예를 들어, 실리콘 (Silicon), 실리콘이 코팅된 유리, 유리, 세라믹 및 플라스틱 기관 등일 수 있으나, 이에 제한하는 것은 아니다.
- [0024] 본 발명의 일 예로, 제1 절연층(20)은, 기관(10)의 일면에 형성되며, 전기적 절연을 제공하는 것으로, 전기적 절연성 물질을 포함할 수 있다.
- [0025] 예를 들어, 상기 전기적 절연성 물질은, 유전영동 기반의 바이오 센서에 적용 가능한 것이라면 제한 없이 적용될 수 있고, 예를 들어, 산화규소(SiO_2), 질화규소(Si_3N_4), 알루미늄(Al_2O_3), 하프늄 디옥사이드(HfO_2), 지르코니아(ZrO_2), 실리콘(silicone), 폴리이미드, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 폴리부틸렌, 폴리스틸렌, 폴리에틸렌테레프탈레이트(PET), 천연고무 및 합성고무로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있다.
- [0026] 예를 들어, 제1 절연층(20)은, 10 nm 내지 10 μm 두께; 또는 100 nm 내지 5 μm 두께를 가질 수 있다.
- [0027] 본 발명의 일 예로, 제2 절연층(30)은, 제1 절연층(20) 상에 형성되고, 바이오 센서의 상단 및 측면에 전기적 절연을 제공하고, 채집전극(31)과 감지전극(40) 간의 단락(electrical short) 등의 발생을 방지할 수 있다.
- [0028] 예를 들어, 제2 절연층(30)은, 제1 절연층(20)과 동일하거나 또는 상이한 전기적 절연성 물질을 포함할 수 있으며, 상기 전기적 절연성 물질은 상기 언급한 바와 같다. 예를 들어, 제2 절연층(20)은, 10 nm 내지 10 μm 두께; 또는 100 nm 내지 5 μm 두께를 가질 수 있다. 상기 두께 범위 내에 포함되면, 채집전극(31)과 감지전극(40) 간에 적절한 전기적 절연성을 제공하여 단락 등의 발생을 방지하고, 채집전극(31)에 의한 넓은 영역의 분포를 갖는 유전영동력을 유도할 수 있다.
- [0029] 본 발명의 일 예로, 채집전극(31)은, 제 1절연층과 제2 절연층(30) 사이에 내장되어 있으며, 감지하고자 하는 감지 대상을 집적부(50) 상에 집적시킬 수 있다.
- [0030] 예를 들어, 도 1b를 참조하면, 채집전극(31)은 내장된 4극 전극(embedded quadrupole electrodes)을 포함할 수 있다. 또한, 상기 내장된 4극 전극은, 넓은 영역으로 전기장을 형성하므로, 넓은 영역의 분포를 갖는 유전영동력을 제공할 수 있다. 도 1b에 도시된 4극 전극의 형태는 예시적으로 나타낸 것이며, 사각형, 원형 등 다양한 형태의 적용이 가능하다.
- [0031] 예를 들어, 도 2a 내지 도 2b를 참조하면, 도 2a 내지 도 2b는 본 발명의 일 실시예에 따른, 본 발명에 의한 유전영동 기반의 바이오 센서의 교류 전기 인가 및 전기장 분포를 예시적으로 나타낸 것으로, 도 2a에서 채집전극(31)은, 서로 이웃하는 4극 전극 간에 반대 위상의 교류 전기를 인가할 수 있고, 그 결과, 낮은 전기장 값을 유

도하여 음의 유전영동 하에서 집적부(50) 상에 감지 대상의 집적 성능을 더 개선시킬 수 있다.

- [0032] 예를 들어, 도 2b를 참조하면, 서로 이웃하는 4극 전극 간에 10 Vpp, 100 kHz 으로 서로 반대 위상의 교류 전기가 인가될 경우에, 감지전극(40) 사이, 즉, 집적부(50)의 영역에 낮은 전기장 세기를 형성할 수 있다.
- [0033] 예를 들어, 채집전극(31)은, 음(negative)의 유전영동 하에서 감지 대상을 신속하게 집적부(50) 상에 유도하여 집적시킬 수 있다.
- [0034] 예를 들어, 도 3은, 본 발명의 일 실시예에 따른, 본 발명에 의한 유전영동 기반의 바이오 센서의 클라우지우스-모소티 인자(Clausius-Mossotti factor, CM factor)에 대한 그래프를 예시적으로 나타낸 것으로, 도 3에서 서로 이웃하는 4극 전극 간에 10 Vpp 및 100 kHz으로 서로 반대 위상의 교류 전기가 인가될 경우에, 대장균의 PBS 1X와 같은 고전기 전도도 용액에서 클라우지우스-모소티 인자 (Clausius-Mossotti factor, CM factor)의 실수부가 음수를 형성하며, 이는 음의 유전영동 (negative dielectrophoresis, nDEP)인 것을 의미한다. 또한, 집적부(50) 영역에 낮은 전기장이 형성되고, 대장균이 nDEP에 의해서 집적부(50) 상에 집적될 수 있다. 이는, 용액의 물힘 등과 같은 처리 없이 고 전기 전도도 용액에서 원활한 집적 작업을 진행시킬 수 있다.
- [0035] 예를 들어, 상기 교류 전기는, 감지 대상에 따라 다양한 주파수의 교류 전원을 인가하여 적절한 유전영동을 유도할 수 있으므로, 신속하게 감지 대상을 집적부 (50)로 유인할 수 있다.
- [0036] 본 발명의 일 예로, 감지전극(40)은, 제2 절연층(30) 상에 형성되어 감지 대상을 포함하는 용액에 노출된다. 감지전극(40)은, 채집전극(31)을 이용하여 집적부(50)에 감지대상이 집적되면, 상기 집적된 감지대상에 따른 전기 저항 혹은 다른 전기적 성질의 변화를 감지하고, 이러한 변화는 감지전극(40)에 연결된 별도의 분석 및 처리 장치(도면에 도시되지 않음)에 의해서 감지 대상을 감지할 수 있다.
- [0037] 예를 들어, 도 1c를 참조하면, 도 1c에서 감지전극(40)은, 서로 마주보며 이격된 2개의 감지전극으로 이루어진 감지전극 쌍을 포함할 수 있고, 상기 감지전극 쌍은 단수 또는 복수개로 구성될 수 있다. 또한, 2개의 감지전극 간의 간격(d)는, 10 nm 내지 100 μ m 일 수 있다.
- [0038] 본 발명의 일 예로, 집적부(50)는, 2개의 감지전극 사이에 형성되고, 감지전극을 연결하는 것으로, 감지 대상을 특징적으로 결합하는 기능화 (functionalization) 작용을 하여 감지 대상을 결합(binding)할 수 있다.
- [0039] 예를 들어, 집적부(50)는, 탄소물질을 포함하는, 시트, 필름, 또는 박막일 수 있으며, 상기 탄소 물질은, 그래핀, 탄소 나노와이어, 탄소 나노시트, 탄소 나노로드, 탄소 나노입자 및 탄소 나노튜브로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있으나, 이에 제한하는 것은 아니다.
- [0040] 예를 들어, 집적부(50)는, 1 nm 내지 10 μ m 두께; 또는 100 nm 내지 5 μ m 두께를 가질 수 있으며, 상기 두께 범위 내에 포함되면 채집전극(31)에 의한, 음의 유전영동으로 감지 대상의 채집이 용이하게 이루어질 수 있다.
- [0041] 예를 들어, 집적부(50)는, 필요에 따라, 감지 대상과 반응하여 채집하는 탐침자를 더 포함할 수 있으며, 상기 탐침자는, 감지 대상과 접촉을 위해서 집적부(50)의 표면 상에 형성되며, 항체, 및 DNA 및 aptamer (aptamer)로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있으나, 이에 제한하는 것은 아니다.
- [0042] 본 발명의 일 예로, 본 발명에 의한 바이오 센서는, 생물학적 용액 내에서 감지 대상을 감지할 수 있으며, 상기 생물학적 용액은, 혈청(serum), 혈장(plasma), 혈액(blood), 소변(Urine), 및 양수(Amniotic fluid)로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있으나, 이에 제한하는 것은 아니다.
- [0043] 본 발명의 일 예로, 상기 감지 대상은, 본 발명의 바이오 센서에 의해 감지 가능한 물질이라면 제한 없이 적용될 수 있으며, 바람직하게는 바이오 물질일 수 있다. 예를 들어, 상기 감지 대상은, 살모넬라, 대장균, 리스테리아, 레지오넬라균, 박테리아, 바이러스, DNA, RNA, 핵산 유사체, 단백질, 펩티드, 아미노산, 리간드, 항체-항원물질, 당구조물, 유/무기화합물, 비타민, 드러그(drug) 및 효소로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상을 포함할 수 있으나, 이에 제한하는 것은 아니다.
- [0044] 본 발명의 일 예로, 본 발명에 의한 바이오 센서는, 통상의 반도체 제조 공정에 의하여 제조될 수 있는 구성 및 크기를 가지므로, 비교적 저가로 제조될 수 있다.
- [0045] 본 발명의 일 예로, 본 발명에 의한 바이오 센서는, 작동을 위한 전원공급기, 분석 및 처리 장치 등 감지 작업 및 분석을 위한 본 발명의 기술 분야에서 적용 가능한 다른 구성을 더 포함할 수 있으며, 본 명세서에서는 구체적으로 언급하지 않는다.

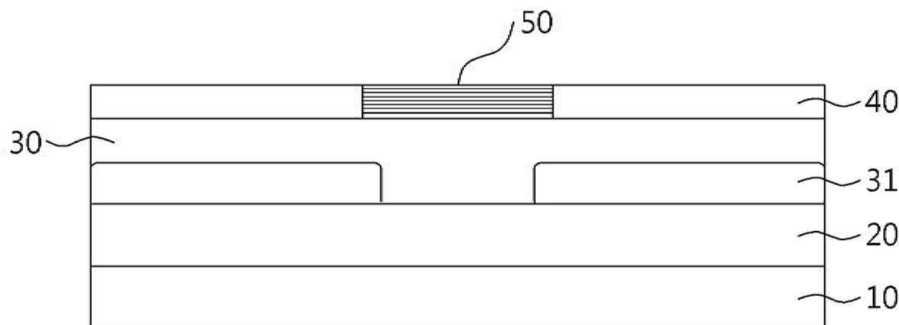
[0046] 본 발명의 일 실시예에 따라, 본 발명에 의한 바이오 센서를 포함하는 키트를 제공할 수 있다. 상기 키트는, 다양한 전기 전도도 영역의 용액에서 감지가 가능하고, 버퍼 용액 등과 같은 시료의 회석 공정 없이 신속하게 감지 작업을 진행할 수 있다. 상기 키트는, 본 발명의 기술 분야에서 적용되는 구성을 더 포함할 수 있으나, 본 출원서에는 구체적으로 언급하지 않는다.

[0047] 본 발명에 의한 바이오 센서는, 감지 대상의 감지를 위한 감지전극과, 바이오물질 채집을 위한 채집전극이 절연층으로 분리되어, 단락 등의 우려없이 작동이 가능하고, 시료 용액을 다량의 버퍼 등으로 희석하는 공정 없이 작업이 가능하므로, 신속한 감지 작업을 실현할 수 있고, 현장에서 신속한 감지 및 분석이 가능한 키트를 제공할 수 있다.

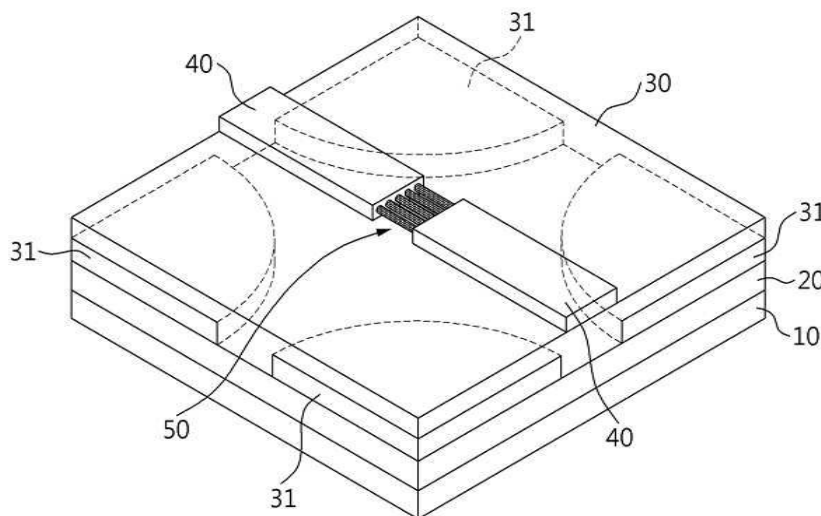
[0048] 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 그러므로, 본 발명의 범위는 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니 되며, 후술하는 특허청구 범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

도면

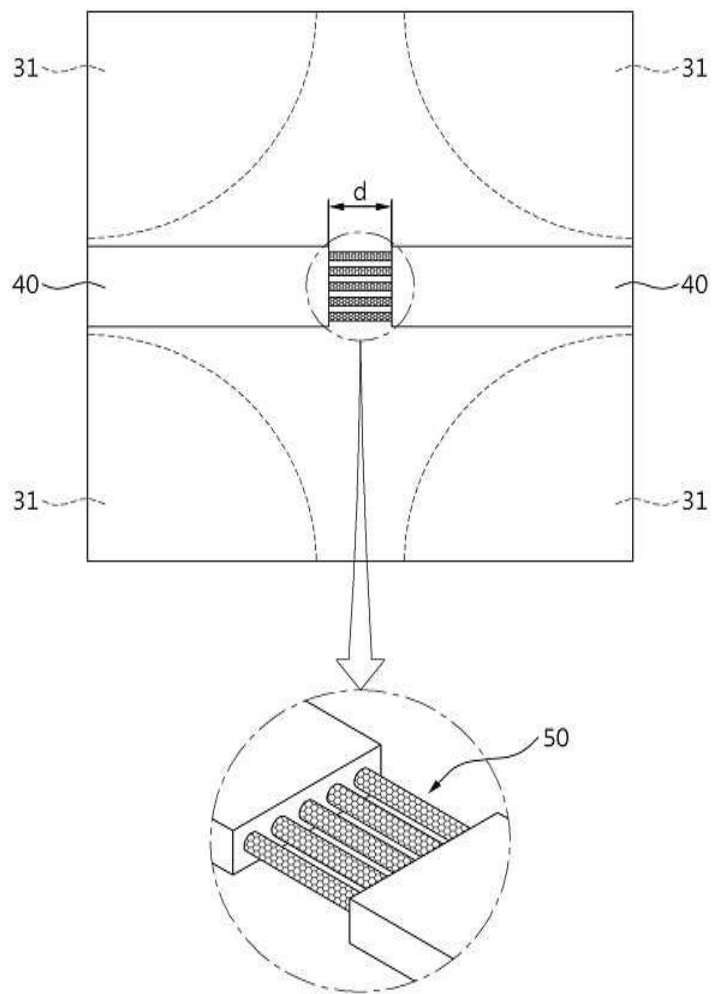
도면1a



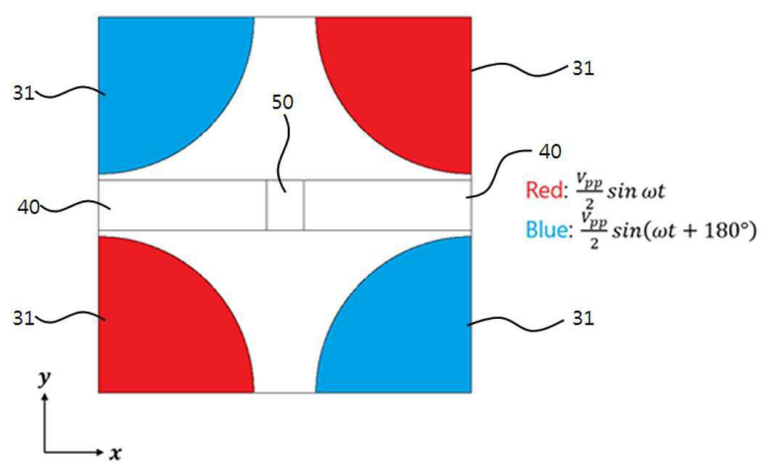
도면1b



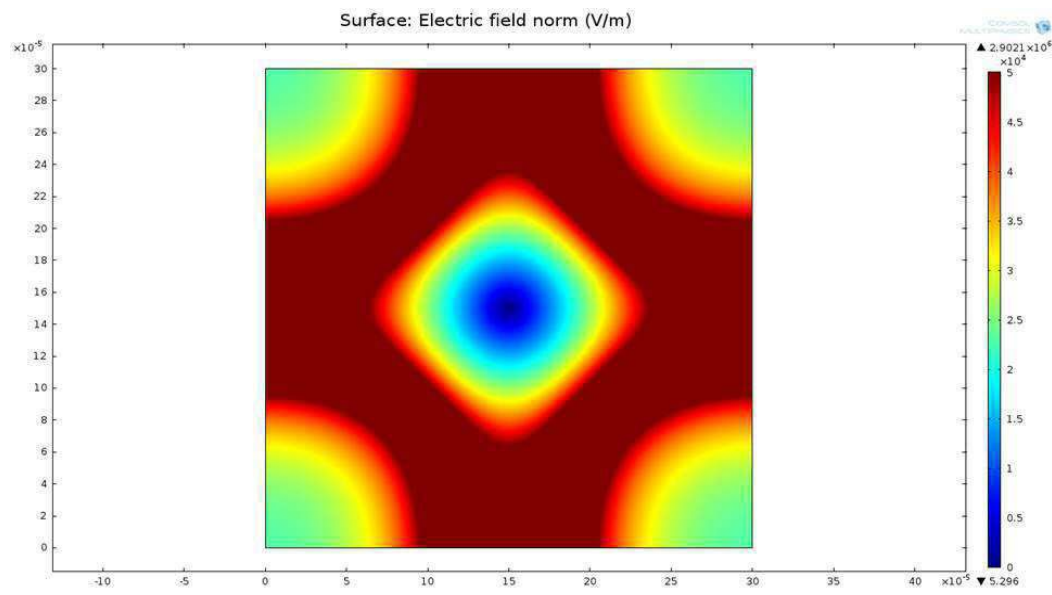
도면1c



도면2a



도면2b



도면3

